

AB

<input type="checkbox"/>	patentweb home
<input type="checkbox"/>	edit search
<input type="checkbox"/>	Back to Hittist
<input type="checkbox"/>	First Record
<input type="checkbox"/>	Previous Record
<input type="checkbox"/>	Next Record
<input type="checkbox"/>	Last Record

☒ Include

MicroPatent® PatSearch Fulltext: Record 1 of 1

Search scope: JP (bibliographic data only)

Years: 2001-2005

Patent/Publication No.: ((JP2002315819))

[Order This Patent](#)[Family Lookup](#)[Find Similar](#)[Legal Status](#)[Go to first matching text](#)

JP2002315819 A

**IN VIVO DECOMPOSABLE/ABSORBABLE NONWOVEN FABRIC AND METHOD FOR  
MAKING THE SAME  
TAKIRON CO LTD**

**Abstract:**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an in vivo decomposable/absorbable nonwoven fabric which is a nonwoven fabric used in vivo and is rapidly decomposed and absorbed and lends itself effectively as a base material and scaffolding for regeneration medicine purposed for, for example, biorebuilding, as a buffer material between various kinds of implant and living tissue and as tape base material for in vivo medical tacky adhesive tapes. **SOLUTION:** This nonwoven fabric is constituted by entangling and welding fibers consisting of in vivo decomposable/absorbable polymers having a fiber diameter of 0.5 to 50  $\mu\text{m}$  and a fiber length of 3 to 100 mm with and to each other. The equally good alternative is to form a skin layer on one surface or to make the fibers porous. A polymer solution prepared by dissolving the in vivo decomposable/absorbable polymers in a volatile solvent is sprayed under fibrillation by jet gas to freely air permeable or air impermeable bodies to be jetted, by which ten nonwoven fabric having the skin layer on one surface or having no skin layer is made. The nonwoven fabric of the porous fibers is made if a polymer solution prepared by dissolving the polymers into a solvent mixture composed of the solvent and a non-solvent having the boiling point higher than the boiling point of the solvent is used.

**Inventor(s):**

SHIKINAMI YASUO  
TSUTA KAORU

**Application No.** 2001123740 JP2001123740 JP, **Filed** 20010423, **A1 Published** 20021029**Int'l Class:** A61L01564

A61L01500 A61L01700 D04H00140 D04H00154

**Patents Citing This One (1):**

20040805 JURIDICAL FOUNDATION THE CHEMO-SERO-



WO200406481 THERAPEUTIC RESEARCH INSTITUTE  
HEMOSTATIC MATERIALS

☐ patentweb home

☐ edit search

☐ Back to Hitlist

☐ First Record

☐ Previous Record

Go to

☐ Next Record

☐ Last Record

For further information, please contact:

[Technical Support](#) | [Billing](#) | [Sales](#) | [General Information](#)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-315819

(P2002-315819A)

(43) 公開日 平成14年10月29日 (2002. 10. 29)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード (参考)
A 6 1 L 15/64		A 6 1 L 15/00	4 C 0 8 1
15/00		17/00	4 L 0 4 7
17/00		D 0 4 H 1/40	A
D 0 4 H 1/40		1/54	Z B P H
1/54	Z B P	A 6 1 L 15/04	
審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 6 頁)			

(21) 出願番号 特願2001-123740 (P2001-123740)

(22) 出願日 平成13年4月23日 (2001. 4. 23)

(71) 出願人 000108719

タキロン株式会社

大阪府大阪市中央区安土町2丁目3番13号

(72) 発明者 敷波 保夫

大阪市中央区安土町2丁目3番13号 タキ  
ロン株式会社内

(72) 発明者 葛 薫

大阪市中央区安土町2丁目3番13号 タキ  
ロン株式会社内

(74) 代理人 100090608

弁理士 河▲崎▼ 眞樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体内分解吸収性不織布及びその製造方法

(57) 【要約】

【課題】 生体内で使用され速やかに分解、吸収される不織布であって、例えば生体再建を目的とする再生医学のための基材や足場として、各種インプラントと生体組織との間の緩衝材として、生体内の医療用粘着テープのテープ基材として有効利用できる生体内分解吸収性不織布を提供する。

【解決手段】 繊維径が0.5～50μm、繊維長が3～100mmである生体内分解吸収性ポリマーからなる繊維が互いに絡み合って溶着した構成の不織布とする。片面にスキン層を形成したり、繊維を多孔質としてもよい。揮発性溶剤に生体内分解吸収性ポリマーを溶解したポリマー溶液を、噴射ガスで通気自在な又は非通気性の被噴射体に繊維化しつつスプレーすることによって、片面にスキン層を有する不織布又はスキン層のない不織布が製造される。また、溶剤とこれより沸点が高い非溶剤との混合溶媒にポリマーを溶解したポリマー溶液を使用すれば、多孔質繊維の不織布が製造される。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】繊維径が $0.5 \sim 50 \mu\text{m}$ 、繊維長が $3 \sim 100 \text{mm}$ である生体内分解吸収性ポリマーからなる繊維が互いに絡み合って溶着していることを特徴とする生体内分解吸収性不織布。

【請求項 2】繊維を形成する生体内分解吸収性ポリマーが、5万 $\sim 100$ 万の粘度平均分子量を有するポリ-L-乳酸、ポリ-D-乳酸、ポリ-D, L-乳酸の単独又は共重合体あるいはこれらの混合体のいずれかである請求項 1 に記載の生体分解吸収性不織布。

【請求項 3】密度が $0.1 \sim 0.3 \text{g/cm}^3$ である請求項 1 又は請求項 2 に記載の生体内分解吸収性不織布。

【請求項 4】バイオセラミックス粉体が繊維に含有され、その一部が繊維の表面に露出又は付着している請求項 1 又は請求項 2 に記載の生体内分解吸収性不織布。

【請求項 5】密度が $0.11 \sim 0.4 \text{g/cm}^3$ である請求項 4 に記載の生体内分解吸収性不織布。

【請求項 6】厚みが $0.1 \sim 20 \text{mm}$ である請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載の生体内分解吸収性不織布。

【請求項 7】片面にスキン層が形成されている請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかに記載の生体内分解吸収性不織布。

【請求項 8】揮発性溶剤に生体内分解吸収性ポリマーを溶解したポリマー溶液を、噴射ガスで非通気性の被噴射体に繊維化しつつスプレーすることを特徴とする、片面にスキン層を備えた生体内分解吸収性不織布の製造方法。

【請求項 9】揮発性溶剤に生体内分解吸収性ポリマーを溶解したポリマー溶液を、噴射ガスで通気自在な被噴射体に繊維化しつつスプレーすることを特徴とする生体内分解吸収性不織布の製造方法。

【請求項 10】生体内分解吸収性ポリマーを溶解できる揮発性の溶剤と該溶剤より沸点が高い揮発性の非溶剤との混合溶媒に生体内分解吸収性ポリマーを溶解したポリマー溶液を、噴射ガスで被噴射体に繊維化しつつスプレーすることを特徴とする、多孔質繊維からなる生体内分解吸収性不織布の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体内で使用される分解吸収性の不織布とその製造方法に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体内分解吸収性の医療用材料の開発が盛んに行われている。その代表的なものは、縫合糸や、骨接合用のプレート、スクリュー、ピン等である。

【0003】しかしながら、生体内で使用される分解吸収性の医療用不織布については、キチン、キトサンによるものが市販されているだけであり、ポリ( $\alpha$ -オキシ

酸)によるものは現在のところ市場で見かけられない。生体内分解吸収性の不織布は、例えば、骨髄用止血材として、或は、人工関節と大腿骨など各種インプラントと生体組織との間に挿入される緩衝材として、或は、器官、臓器、切断した頭蓋骨等を仮固定する粘着テープの基材として、或は、欠損した生体組織を再生するための足場として、具体的に使用が見込まれるだけでなく、これら以外にも種々使用の可能性が予測されるものであり、将来、極めて有用な医療用材料になると考えられる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】本発明は上記事情に鑑みなされたもので、生体内で使用され速やかに分解、吸収される不織布、具体的には、生体再建の再生医学のために広く使用される可能性のある一時的な足場(scaffold)や生体内で用いる粘着テープの基材等に適した生体内分解吸収性の不織布と、その製造方法を提供することを目的としている。

【0005】

20 【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明に係る生体内分解吸収性不織布は、繊維径が $0.5 \sim 50 \mu\text{m}$ 、繊維長が $3 \sim 100 \text{mm}$ である生体内分解吸収性ポリマーからなる繊維が互いに絡み合って溶着したものである。

【0006】繊維を形成する生体内分解吸収性ポリマーとしては、既に実用され、安全性が確認されているポリ乳酸、乳酸-グリコール酸共重合体、乳酸-カプロラクトン共重合体などが適しており、特に、5万 $\sim 100$ 万の粘度平均分子量を有するポリ-L-乳酸、ポリ-D-乳酸、ポリ-D, L-乳酸の単独又は共重合体あるいはこれらの混合体が、分解速度と生体適合性を配慮して好ましく使用される。

【0007】ポリ-D, L-乳酸は非晶性であるため、このポリ-D, L-乳酸の繊維で造った不織布は、柔軟性のあるしなやかな不織布となり、生体内での加水分解性は結晶性のポリ-L-乳酸又はポリ-D-乳酸よりも速い。また、結晶性のポリ-L-乳酸やポリ-D-乳酸は、繊維化しやすく、紙のような風合いのある不織布を得ることができる。さらに、ポリ-D, L-乳酸とポリ-L-乳酸またはポリ-D-乳酸との共重合体、あるいはこれらの混合体は、繊維化しやすく、柔軟性のある風合いに富んだ不織布を得ることができる。ポリ-L-乳酸等の結晶化度は、加水分解速度、繊維化の度合、不織布の風合い等に影響し、結晶化度が高くなるほど、加水分解速度が低下し、繊維化はしやすくなり、風合いが硬くなる傾向にある。従って、これらの点を考慮すれば、ポリ-L-乳酸等の結晶化度は、高くても70%まで、好ましくは10 $\sim 60\%$ 、更に好ましくは20 $\sim 50\%$ である。

50 【0008】生体内分解吸収性ポリマーの分子量は、加



水分解速度や繊維化の可否に影響を及ぼすので、上記のように5万～100万の粘度平均分子量を有するポリマーが使用される。5万より小さい粘度平均分子量を有するポリマーは、完全加水分解に要する時間は短いけれども、溶解した溶液の粘性が低く、曳糸性に乏しいので、不織布を作製することが困難である。一方、100万より大きい粘度平均分子量を有するポリマーは、完全加水分解に相当の長時間を要するため、生体内で短期間のうちに速やかに分解、吸収されることを目的とした不織布を作製することが無意味に帰す。ポリマーの好ましい粘度平均分子量は10万～30万であり、10万未満の場合は繊維化して不織布を造るのが容易でなく、不織布としての風合いのあるものが得難くなり、30万を超える場合は加水分解に要する時間が長くなるので用途が限定されるようになる。

【0009】生体内分解吸収性ポリマーの繊維は、例えば後述するように、ポリマー溶液を噴射ガスの圧力でスプレー器からスプレーして繊維化させたものであり、その繊維径が0.5～50 $\mu\text{m}$ となるように、繊維長が3～100mmとなるように調節される。即ち、繊維長は主としてポリマーの分子量やポリマー溶液の粘度に依存し、分子量が大きくなるほど、溶液粘度（濃度）が高くなるほど、繊維長は長くなる。また、分子量が同程度の場合は、結晶性のポリ-L-乳酸の繊維の方が無定形のポリ-D, L-乳酸の繊維よりも長くなる。一方、繊維径はどちらかと言えばポリマー溶液の濃度に依存し、濃度が低くなるほど繊維径が細くなる。しかし、その濃度にも有効範囲が存在する。また、スプレー器の噴射孔の大きさやガス圧などによっても変化する。そこで、上記のように粘度平均分子量が5万～100万のポリマーを

使用し、ポリマー溶液の粘度（濃度）、スプレー器の種類や噴射孔の大きさ、ガス圧などを調節することによって、上記の繊維径と繊維長を有する繊維が形成されるように調節する。

【0010】繊維径が50 $\mu\text{m}$ よりも太くなると、剛性が大きくなりすぎるため、生体内で使用される医療用粘着テープのテープ基材等に適合したドレープ性、柔軟性を有するしなやかな不織布を得ることが難しくなる。一方、繊維長が3mmよりも短くなると、繊維が重積、溶着して部分的にアメーバ状となり、粗密のバラツキが生じて不織布としての風合いを持たない物となる。尚、繊維径が0.5 $\mu\text{m}$ より細くなったり、繊維長が100mmより長くなることは、スプレーによる繊維化の方法を採用する限り殆ど有り得ない。繊維径の更に好ましい範囲は0.7～10 $\mu\text{m}$ であり、繊維長の更に好ましい範囲は5～50mmである。

【0011】不織布の厚さは0.1～20mmの範囲内にあることが好ましく、また、不織布の密度は0.1～0.3 $\text{g}/\text{cm}^3$ の範囲内にあることが好ましい。不織布の厚さが0.1mmより薄く、かつ、密度が0.1 $\text{g}$

$\text{cm}^3$ より小さくなると、繊維量が少なく目の粗い極めて薄手の不織布となり、強度（特に引裂強度等）やクッション性が低下するため、生体内で使用される医療用粘着テープの基材や各種インプラントと生体組織との間の緩衝材などの用途に適合する不織布とはなり得ない。一方、不織布の厚さが20mmより厚く、かつ、密度が0.3 $\text{g}/\text{cm}^3$ より大きくなると、繊維量の多い密な厚手の不織布となり、強度やクッション性は向上するけれども、生体内での分解、吸収に要する時間が長くなるといった不都合を生じる。不織布の更に好ましい厚さの範囲は0.3～10mmである。

【0012】この不織布を形成する生体内分解吸収性ポリマーの繊維にバイオセラミックス粉体を含有させ、その一部が繊維の表面に露出又は付着するように構成すると、より好ましい性質を発現できる。バイオセラミックス粉体を含有させると、不織布を生体内で使用したとき、バイオセラミックス粉体の骨伝導能によって骨組織が不織布に伝導形成され、不織布が生体骨と早期に結合し、不織布の加水分解の進行に伴って不織布が骨組織と置換されるので、切断した骨を仮固定する粘着テープの基材として使用する場合や、各種インプラントと生体組織との間の緩衝材などとして使用する場合に好都合である。

【0013】バイオセラミックス粉体は、部分的に繊維の表面に露出していることが好ましく、このように露出していると、不織布を生体内に埋め込んだ直後から骨伝導能が発揮される。バイオセラミックス粉体を繊維の表面に一部露出させるには、その長径が繊維の直径より大きいものを使用すればよい。バイオセラミックス粉体としては、その粒径が0.2～30 $\mu\text{m}$ 程度のものが使用でき、不織布を構成する繊維が1～2 $\mu\text{m}$ 程度の太さに形成される場合は、粒径が0.2～10 $\mu\text{m}$ 程度のもの、好ましくは、長径が1.5～3.0 $\mu\text{m}$ 程度で短径が0.2～0.5 $\mu\text{m}$ 程度の長円形のものを選択使用することができる。

【0014】バイオセラミックス粉体の含有量は10～60重量%とするのが適当であり、10%未満では上記の骨伝導能が充分発揮されなくなる。一方、60%より多量に含有させると、スプレーにより繊維化するとき短く切れて満足な繊維にならないため、不織布を形成し難いという不都合が生じ、たとえ不織布を形成できたとしても、ゴワゴワして硬く不織布の風合いがないものとなる。

【0015】バイオセラミックス粉体としては、生体活性及び生体親和性があり、良好な骨伝導能を有するものが適しており、例えば、表面生体活性な焼成ハイドロキシアパタイト、アパタイトウオラストナイトガラスセラミックス、生体内吸収性の未焼成ハイドロキシアパタイト、ジカルシウムホスフェート、トリカルシウムホスフェート、テトラカルシウムホスフェート、オクタカルシ

10

20

30

40

50

ウムホスフェート、カルサイト、セラバイタル、ジオブサイト等の粉体や、これらの粉体の表面にアルカリ性の無機化合物や塩基性の有機物等を付着させたものが使用される。この中でも、生体内吸収性のセラミックス粉体が好ましく使用され、特に、最も活性で骨伝導能に優れ、有害性も低い未焼成ハイドロキシアパタイト粉末が好適である。

【0016】上記のように不織布の繊維にバイオセラミックス粉体を含有させる場合は、バイオセラミックスの比重と含有量を考慮して、不織布の密度を0.11～0.4 g/cm<sup>3</sup>の範囲に調整することが好ましい。この範囲に調整すれば、不織布の繊維量や繊維間の空隙量が適度となり、十分な引裂強度、柔軟性、クッション性を備えた不織布が得られるので、粘着テープの基材や、生体再建を目的とする広範囲の再生医学用の基材や足場として好ましく使用できるようになる。

【0017】不織布を構成する繊維は、中実の無孔質の繊維であっても、多孔質の繊維であってもよい。無孔質の繊維は多孔質の繊維より強度が大きいという利点があり、一方、多孔質の繊維は無孔質の繊維に比べて見掛けの加水分解が速いという利点がある。従って、強度よりも見掛け上の大きな加水分解速度が要求される場合は多孔質の繊維で不織布を構成し、強度が要求される場合は無孔質の繊維で不織布を構成するのがよい。尚、多孔質繊維の不織布を造る方法については後述する。

【0018】また、本発明の不織布は、その片面に生体内分解吸収性ポリマーのスキン層が形成されていてもよい。このようなスキン層を有する不織布は、スキン層によって強度、特に引裂強度等が向上するので、生体内で使用する粘着テープ等のテープ基材として好ましく使用される。また、癒着防止用のシート組織の欠損部位の一時的な補填材としても有効である。スキン層の厚さは10～50 μmの範囲が適当であり、50 μmより厚くなると、不織布の引裂強度等は大幅に向上するが、剛性が高くなりすぎ、ドレープ性や柔軟性が低下する。一方、10 μmより薄くなると、スキン層による補強効果が不十分となる。尚、片面にスキン層を有する不織布を造る方法については後述する。

【0019】次に、本発明の不織布を造る方法について説明する。

【0020】まず、生体内分解吸収性ポリマーを揮発性の溶剤に溶解してポリマー溶液を調製する。溶剤としては、常温よりやや高い温度で揮散しやすい低沸点のジクロロメタン、ジクロロエタン、塩化メチレン、クロロホルム等が使用される。

【0021】次いで、このポリマー溶液をスプレー器に填装し、窒素ガス等の不活性な高圧噴射ガスでスプレー器の噴射孔からポリマー溶液を被噴射体に繊維化しつつスプレーする。このようにスプレーすると、溶剤が揮散しながらポリマー溶液が繊維化されて互いに絡み合い、

繊維が相互の接点で溶着し、繊維が溶剤の揮散により固化して不織布が製造される。この不織布は乾燥後、被噴射体から剥離される。

【0022】上記の被噴射体は、非通気性のもの又は通気自在なものが使用される。非通気性の被噴射体としては、剥離性の良好なポリエチレンその他のオレフィン系樹脂、フッ素樹脂、シリコン系樹脂等からなる板体などが好ましく使用され、また、通気自在な被噴射体としては、同様の樹脂からなる網体などが好ましく使用される。

【0023】被噴射体として前者の非通気性の板体を使用する場合は、スプレーによりポリマー溶液が繊維化されて該板体に当たった後、溶剤の揮散が該板体によって妨げられるため、繊維が崩れて互いに融合し、スキン層が形成される。従って、この場合は片面にスキン層を有する不織布が製造されることになる。

【0024】これに対し、被噴射体として後者の通気自在な網体を使用する場合は、スプレーによりポリマー溶液が繊維化されて該板体に当たった後、溶剤が網目を通じて揮散するため、繊維が崩れて融合することはない。従って、この場合はスキン層のない不織布が製造されることになる。

【0025】上記の網体としては50～300メッシュのものが好ましく使用される。50メッシュよりも大きい網目を有する網体は、繊維が網目を通して裏側まで回りこむため、形成された不織布が網体から剥離し難くなり、300メッシュよりも小さい網目を有する網体は、網目を通じて溶剤がスムーズに揮散しないため、スキン層を有する不織布が形成されやすくなるので、50～300メッシュの網目の大きさが好適である。

【0026】また、被噴射体は平坦な板体や網体に限らず、凸曲及び／又は凹曲した立体的な型板や網体を使用してもよい。このような立体的な型板等を使用すると、その立体的な形状通りに成形された不織布を容易に製造することができる。例えば、被噴射体として人工股関節のアウトターカップと同一の半球形状の型板を使用し、その表面にポリマー溶液をスプレーすると、アウトターカップにすっぽりと被さる半球殻状の不織布を簡単に製造することができる。尚、場合によっては、人工股関節のアウトターカップの表面にポリマー溶液を直接スプレーし、アウトターカップと一体に不織布を形成してもよい。このように立体形状自在の不織布を容易に造ることができる。このような半球殻状の不織布は、リーミング (Reaming) した臼蓋骨にアウトターカップをぴったりと固定させ、臼蓋骨の表面を強化するのに効果的であり、人工股関節のシンキング (sinking) を防止するのに有効と考えられる。

【0027】更に、繊維にバイオセラミックス粉体を含有させた不織布を製造する場合は、バイオセラミックス粉体を均一に分散させたポリマー溶液を調製し、上記と

10

20

30

40

50



同様に被噴射体にスプレーすればよい。

【0028】また、多孔質繊維の不織布を製造する場合は、生体内分解吸収性ポリマーを溶解できる前記の揮発性の溶剤と、この溶剤より沸点が高い揮発性の非溶剤との混合溶媒に、生体内分解吸収性ポリマーを溶解してポリマー溶液を調製し、このポリマー溶液を前記と同様に噴射ガスで被噴射体に繊維化しつつスプレーすればよい。

このように混合溶媒にポリマーを溶解したポリマー溶液をスプレーして繊維化すると、沸点の低い溶剤が優先的に揮散し、繊維中の非溶剤の比率が上昇して溶解できなくなったポリマーが混合溶媒を内包した状態で繊維状に固化し、その内包された混合溶媒が周囲のポリマーの壁を一部破壊して揮散した跡が気孔として繊維中に残るため、多孔質の繊維が形成される。

【0029】非溶剤としては、溶剤との相溶性に優れ、沸点が60～110℃の範囲にあるアルコール、例えばメタノール、エタノール、1-プロパノール、2-プロパノール、2-ブタノール、tert-ブタノール、tert-ペンタノールなどが好適に使用される。

【0030】

【発明の実施の形態】次に、本発明の具体的な実施例を説明する。

【0031】【実施例1】粘度平均分子量が18.4万のポリ-L-乳酸(PLLA)をジクロロメタンに溶解してポリマー溶液(濃度: PLLA 4 g/ジクロロメタン100 ml)を調製した。スプレー器としてHP-EEエアブラシ(アネスト岩田(株)製)を使用し、これに上記ポリマー溶液を填装して、1.6 kg/cm<sup>2</sup>の窒素ガスにより、約40 cm離れたポリエチレン板(非通気性の被噴射体)の表面にスプレーし、10 cm角の正形状に切り取った。そして、24時間以上常温乾燥した後、ポリエチレン板より剥離して生体内分解吸収性不織布を得た。

【0032】この不織布の厚みは0.55 mm、密度は0.18 g/cm<sup>3</sup>、PLLAの結晶化度は50%であり、不織布としての風合いはやや紙に似ているがボリューム感があり良好であった。不織布の表面側では、単繊維(繊維径: 1 μm程度、繊維長30～50 mm)と紐状の多数の繊維の絡みが観られ、また、ポリエチレン板に接する裏面側では、繊維が残留溶剤により融合してスキン層が形成されていた。この不織布は、ポリマー溶液のスプレー時に長い繊維を形成し、飛散も比較的小なく、不織布化が容易であった。

【0033】【実施例2】被噴射体としてポリエチレン板に代えて通気自在なポリエチレン製の網体(150メッシュ)を使用した以外は実施例1と同様にして、生体内分解吸収性不織布を作製した。

【0034】この不織布の厚みは0.68 mm、密度は0.16 g/cm<sup>3</sup>であり、実施例1の不織布とほぼ同様の性状であるが、ポリエチレン製メッシュに接する裏

面側も、残留溶剤の揮散が比較的スムーズに進行するため、スキン層が形成されてなく、表面側と同様の繊維の絡みが観られた。また、この不織布は実施例1の不織布と同様に、スプレー時に長い繊維を形成し、飛散が比較的少なく、不織布化が容易であった。

【0035】【実施例3】粘度平均分子量が18.4万のPLLAをジクロロメタンに溶解したポリマー溶液

(濃度: PLLA 4 g/ジクロロメタン100 ml)と、平均粒径3 μmの未焼成のハイドロキシアパタイト粉体(u-HA)を2倍量のエタノールに混和した混和液とを均一にホモジナイズすることによって、u-HAを40重量%含んだポリマー溶液(ジクロロメタンとエタノールとの混合溶媒にPLLAが溶解したもの)を調製した。そして、このポリマー溶液を用いて実施例1と同様にして生体内分解吸収性不織布を作製した。

【0036】得られた不織布の厚みは0.63 mm、密度は0.23 g/cm<sup>3</sup>であり、u-HAの含有によって密度は増しているが、不織布としての空隙量はu-HA非含有の実施例1の不織布と同様で、風合いに変わりはない。また、繊維長や繊維径も実施例1の不織布と同様であるが、繊維は多孔質となっており、u-HAが繊維から一部露出して不織布全体に展開していた。そして、裏面側には、実施例1の不織布と同様のスキン層が形成されていた。この不織布は、u-HAを含むためスプレー時に繊維が形成されやすく、飛散も抑制されるので、不織布化が容易であった。

【0037】【実施例4】粘度平均分子量が10.6万のPLLAをジクロロメタンに溶解したポリマー溶液

(濃度: PLLA 6 g/ジクロロメタン100 ml)と、u-HAを2倍量のエタノールに混和した混和液とを均一にホモジナイズすることによって、u-HAを40重量%含んだポリマー溶液を調製した。そして、このポリマー溶液を用いて実施例1と同様の方法により、裏面側にスキン層を有する生体内分解吸収性不織布を作製した。

【0038】この不織布の厚みは1.15 mm、密度は0.15 g/cm<sup>3</sup>であり、実施例3の不織布と同様にu-HAが多孔質の繊維の表面に一部露出して不織布全体に展開していた。そして、ドレープ性を帯びて、布に似たしなやかさと柔軟性を有し、クッション性も観られた。この不織布は、u-HAの含有によってスプレー時に繊維を極めて形成しやすく、飛散も非常に少ないため、ポリマーが不織布化する有効率が高く、不織布の作製が極めて容易であった。

【0039】【実施例5】粘度平均分子量が5.5万のPLLAをジクロロメタンに溶解してポリマー溶液(濃度: PLLA 4 g/ジクロロメタン100 ml)を調製し、実施例1と同様の方法で、裏面側にスキン層を有する生体内分解吸収性不織布を作製した。

【0040】この不織布の厚みは0.87 mm、密度は

10

20

30

40

50

0.23 g/cm<sup>3</sup> であり、繊維径は1 μm程度で変わらないものの、分子量が低いことから繊維長が5~10 mmと短くなっていた。また、密度はそれほど高くないが、非常に紙に似た硬質の不織布となっていた。この不織布は、スプレー時に10 mm以上の長い繊維が形成されず、飛散性も極めて高いため、不織布作製が容易ではなかった。

【0041】【実施例6】粘度平均分子量が5.5万のPLLAをジクロロメタンに溶解したポリマー溶液（濃度：PLLA 4 g/ジクロロメタン100 ml）と、u-10 HAを2倍量のエタノールに混和した混和液とを均一にホモジナイズすることによって、u-10 HAを40重量%含んだポリマー溶液を調製し、実施例1と同様にポリエチレン板にスプレーして不織布を作製した。しかし、この不織布は脆弱で、ポリエチレン板から破損しないように剥離することが不可能であった。

【0042】【比較例】粘度平均分子量が2.72万のPLLAをジクロロメタンに溶解してポリマー溶液（濃度：PLLA 4 g/ジクロロメタン100 ml）を調製し、実施例1と同様にポリエチレン板にスプレーした20 が、繊維が形成されないで粉状となり、不織布を得ることが不可能であった。

【0043】【実施例7】前記実施例1, 3, 5で作製したそれぞれの不織布を、幅15 mm、長さ30 mmの

矩形状に切断して試験片となし、各試験片を引張試験器に装着して5 mm/分のスピードで引張試験を行い、破断強度を測定した。その結果、実施例1の不織布の引張強度は1.20 MPa、実施例3の不織布の引張強度は0.78 MPa、実施例5の不織布の引張強度は1.76 MPaであり、いずれもハンドリングで裂けない十分な引張強度を有していた。

【0044】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、本発明の生体内分解吸収性不織布は、生体内分解吸収性ポリマーの溶液を噴射ガスで非通気性又は通気自在な被噴射体に繊維化しつつスプレーする本発明の製造方法によって容易に製造することができ、しかも、この不織布は十分な引裂強度、クッション性、加水分解性を有するため、生体内で使用される医療用粘着テープのテープ基材、生体再建を目的とする再生医学のための基材や足場や充填材、人工関節等の種々のインプラントと生体組織との間でそれらの形状に密着できる緩衝材、あるいはその他の医療用途に利用できるといった効果を奏し、特に、バイオセラミックス粉体を繊維に含有させて一部露出させたものは、新生骨を伝導形成して最終的に新生骨と置換でき、また、片面にスキン層を形成したものは、引裂強度が一層向上するといった効果を併せて奏する。

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C081 AA01 AC01 BA16 CA17 DA05  
DB01  
4L047 AA21 AB10 BA23 CA06 CB10  
CC03 EA05